

## X線CTの画像評価(III) : 機種間比較

著者	大久 敏弘, 伊藤 道明, 佐々木 清昭, 安彦 茂 , 佐々木 喬, 鈴木 正吾
雑誌名	東北大学医療技術短期大学部紀要 = Bulletin of College of Medical Sciences, Tohoku University
巻	4
号	1
ページ	45-52
発行年	1995-01-10
URL	<a href="http://hdl.handle.net/10097/33584">http://hdl.handle.net/10097/33584</a>

## X 線 CT の画像評価 (III)

### —— 機種間比較 ——

大久敏弘, 伊藤道明, 佐々木清昭\*, 安彦 茂\*\*

佐々木 喬\*\*\*, 鈴木正吾\*\*\*\*

NTT 東北病院

\*東北大学医学部附属病院

\*\*仙台赤十字病院

\*\*\*国立仙台病院

\*\*\*\*東北大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

## Evaluation of CT-Image (III)

### —— Intercompersion among Defferent CT Equipments ——

Toshihiro OHISA, Michiaki ITOH, Seisyo SASAKI\*, Shigeru ABIKO\*\*

Takashi SASAKI\*\*\* and Shogo SUZUKI\*\*\*\*

*Department of Radiology, NTT Tohoku Hospital*

*\*Department of Radiology, Tohoku Univercity*

*\*\*Department of Radiology, Sendai Red Cross Hospital*

*\*\*\*Department of Radiology, Sendai National Hospital*

*\*\*\*\*Department of Medical Technology, College of Medical Sciences, Tohoku University*

Key words: CT, MTF, Wiener spectrum, Noise, SNR(u)

CT has come into wide use. Though its image is made out by computing digital data, the image quarity generally isn't evaluated by quantitive analysis.

We measured the MTF, the Wiener spectra and the signal-to-noise ratio (SNR) to evaluate the interequipment image quarity of defferent CT's which are three Rotate-Rotate type scanners and one Nutate-Rotate type scanner. And, we measured patient dose.

In consequence:

There was difference in the MTF's, the Wiener spectra and the SNR's of the scanners.

The MTF's and Wiener Spectra were affected by the convolution filter function. Patient dose did not depend on the scan type and X-ray tube-patient distance.

Thease difference were depended on each CT equipment itself.

### はじめに

CT スキャナの原型とされている EMI スキャ

ナが 1967 年に商品として発表されて以来, その有用性が広く認められ, 装置性能向上と病院における普及が早いテンポで進んできた。国内では新旧

様々な機種が数多く稼働しており、1992年の調査<sup>1)</sup>では稼働台数が約7,500台に達している。

しかし、それらの画質についての検討をComputerizeされたデジタル画像データとして評価した報告が以前はみられたが<sup>2)~4)</sup>、現在ではCT装置のディスプレイモニタ上の臨床像をハードコピーしたフィルムにより主観的に判断している場合が多い。

そこで、CTのデジタル画像データに対し、Modulation Transfer Function (以下MTF)、ウィナースペクトル、信号雑音比の空間周波数スペクトル(以下SNR(u))を求め、最近のX線CT装置4機種の画質の定量化を行ない比較検討した。

## 使用機器

### 1. X線CT装置

- A) TCT-900S/FLEET
- B) QUANTEX
- C) X-Vigor
- D) CTW-2000

撮影方式は、TCT-900S/FLEETがX線検出器を円周上に固定配置し、X線管球のみが回転するNutate-Rotate方式(以下第4世代)で、他の3機種はX線検出器とX線管球が対向して同時に回転するRotate-Rotate方式(第3世代)である。またQUANTEX以外の機種はX線管の高圧電源ライン、X線検出器の電源、信号ラインおよびその他の制御ラインにスリップリングと呼ばれる摺動子による電氣的接点機構を備え、X線管球(第3世代では検出器も)を同一方向に連続回転させ、360度フルスキャンで1秒の高速撮影を可能としている。従来多くのCT装置はパルスX線照射方式であったが、4機種ともインバータ装置による連続X線照射方式である。TCT-900S/FLEETとX-VigorのX線検出器は固体シンチレータであり、QUANTEXとCTW-2000はXeガスの電離箱である。

### 2. ファントム

- A) コントラストファントム: TOS ファントム(東芝製)

直径240mm円柱状水ファントムで、材質の異なる5つの円柱状の物質が封入されている。CT値の校正、直線性評価用として使用される。

- B) 均一性評価用ファントム

ウィナースペクトル測定のために直径240mmの円柱状水ファントムを用いた。

- C) 線量測定用ファントム

指頭型の電離箱が挿入可能な直径230mmの水ファントムを自作した。

### 3. スティールワイヤ

MTF測定に用いた。CT値のダイナミックレンジを越えることなく、高コントラストの画像が得られるサイズとした。FOV 120mmのときピクセルサイズとほぼ等しい直径0.25mmのピアノ線を用いた。

### 4. 線量計: Rad Meter 6.0 cc

スライス面の外にも散乱線の影響が及ぶ<sup>5)</sup>ため、電離箱部分のサイズが18mm $\phi$ ×39mmの指頭型電離箱を用いた。

### 5. コンピュータ

- A) PC-9801FA
- B) Macintosh Quadra 950

MTF、ウィナースペクトル等の画像の周波数解析を行ったが、CT装置自身はその機能を持たないため、外部に画像データを取り出さなければならなかった。4機種とも画像記録用のフロッピーディスクドライブを内蔵してはいるが、その画像データのフォーマットは公開されていなかったため、その解析を自作のプログラムで行った。また、MTF、ウィナースペクトルの算出および画像表示、記録等のプログラムも自作したが、プログラム開発の容易なパーソナルコンピュータを用いた。

## 方 法

### 1. コントラスト

同一のコントラストファントムを用い、特定の 2 種の材質の CT 値を求め、その差をコントラスト  $C$  として定義した。

### 2. MTF

0.25 mm のスチールワイヤを断層撮影面に直角になるよう空中に固定し、CT 撮影を行った。その画像データを CT 装置よりパーソナルコンピュータに取り込み、ポイントスプレッドファンクションを求め、次にラインスプレッドファンクション（以下 LSF）に変換し、フーリエ変換を行い、2 次元 MTF の原点をとる断面を求め、最終的な MTF とした。

具体的にはスチールワイヤの CT 像を中心に  $N \times M$  ピクセル<sup>2</sup> の矩形の関心領域（以下 ROI）を設定し、その領域内のデータを  $d(n, m)$  とし、次式により離散的フーリエ変換を行ない、スペクトルの絶対値  $RF(u)$  を求めた。

$$RF(u) = \left| \sum_{n=0}^{N-1} \left( \sum_{m=0}^{M-1} d(n, m) \right) \exp(-2\pi n u dx) dx \right|$$

$m: 0 \sim M-1$   
 $n: 0 \sim N-1$   
 $u: \text{空間周波数 cycles/mm}, u=0, 1, 2 \sim K/(N \cdot dx) \text{ ただし, } k=0 \sim N/2-1$   
 $dx: \text{ピクセルの幅方向サイズ}$

最終的に  $RF(0)$  の値で正規化を行い MTF とした。

$$MTF(u) = RF(u) / RF(0)$$

4 機種それぞれについて頭部標準、骨用の画像再構成フィルタ関数を用いたときの MTF を求めた。

検出器系のオーバーフローが生じないことを確認し、X 線撮影条件は 120 kV, 100 mA, 2 秒、スライス厚 2 mm とし、FOV 120 mm、画像マトリックスを  $512 \times 512$  に統一した。

### 3. ウィナースペクトル

直径 240 mm の円柱状水ファントム（均一性評価、校正用）を撮影し、その画像データを CT 装置よりパーソナルコンピュータに取り込み、その CT 像の中央部分に限定した領域内で矩形の ROI を設定し、その ROI 内データに対しフーリエ変換を行い、2 次元ウィナースペクトルの原点をとる断面を求めた。この一連の処理を異なる位置の ROI データについて適用し、その平均値を求め、最終的なウィナースペクトルとした。

ROI を  $N \times M$  ピクセル<sup>2</sup> の矩形領域とし、その領域内のピクセル値を  $d(n, m)$  とした時、次の式により画像のパワースペクトルであるウィナースペクトル  $WS(u)$  を求めた。

$$WS(u) = \frac{\left| \sum_{n=0}^{N-1} \left( \sum_{m=0}^{M-1} d(n, m) dy \right) \exp(-2\pi n u dx) dx \right|^2}{NM dx dy}$$

$m: 0 \sim M-1$

$n: 0 \sim N-1$

$u: \text{空間周波数 cycles/mm}, u=0, 1, 2 \sim k/(N \cdot dx) \text{ ただし, } k=0 \sim N/2-1$

$dx: \text{ピクセルの幅方向サイズ}$

$dy: \text{ピクセルの高さ方向サイズ}$

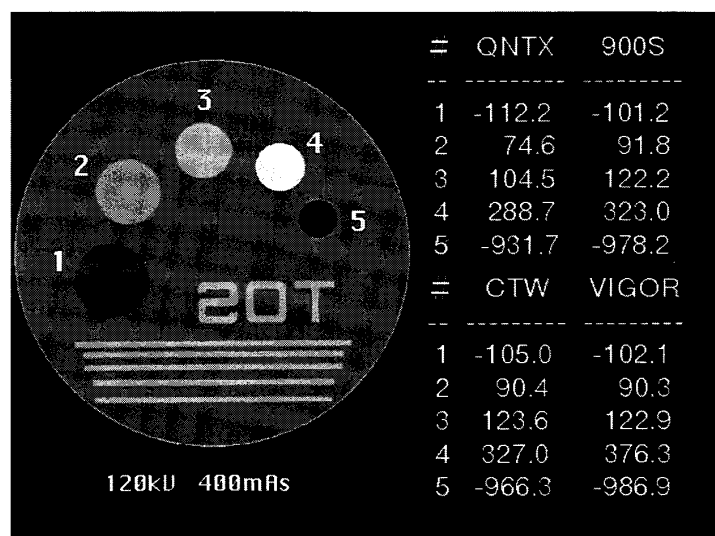
MTF 同様、4 機種それぞれについて頭部標準、骨用の画像再構成フィルタ関数を用いたときのウィナースペクトルを求めた。撮影条件は、120 kV, 400 mA, 2 sec, スライス厚 10 mm とし、FOV 240 mm、画像マトリックスを  $512 \times 512$  に統一した。

### 4. 線 量

X 線撮影条件はウィナースペクトル測定と同一とした。1) 23 cm 直径、円柱状ファントムの中心、2) その表面、3) 空中におけるアイソセンタの 3 点の線量を測定した。1 ポイント毎に 5 回の測定値の平均値を用いた。

### 5. SNR(u)

コントラスト  $C$ , MTF およびウィナースペクトルより次式により信号雑音比周波数スペクトル



FOV 240 mm フィルタ関数 頭部標準  
スライス厚 10 mm  
120 kV 200 mA 2 sec

図1. 同一コントラストファントム像のCT値

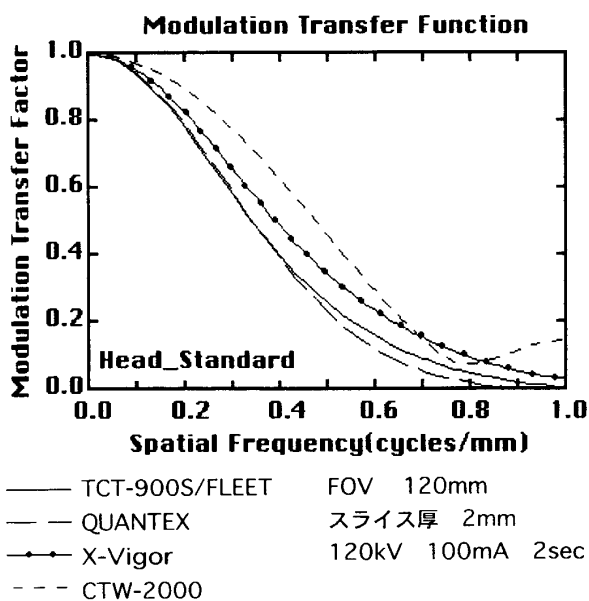


図2. 頭部標準画像再構成フィルタ関数を用いたときのMTF

SNR(u) を求めた。

$$SNR(u) = \sqrt{\frac{C^2 \cdot MTF^2}{WS(u)}}$$

この画像のSN比の周波数スペクトルは今回我々が定義したものである。

## 結 果

### 1. コントラスト

同一のコントラストファントムの特定の材質のCT値を求めたが、機種間で大きな差はみられず、とくにCT値100付近でのコントラストCはよく一致していた。用いたファントムのCT像と測定結果を図1に示した。コントラストCを求めるために用いた測定点はFig.1のファントム像のNo.1,2である。

### 2. MTF-1

画像再構成フィルタ関数に頭部標準用を用いたときのMTFを求めた。結果を図2に示したが、機種間で差がみられた。CTW-2000が0~0.6 cycles/mmの周波数域で他の3機種よりも値が高く、TCT-900S/FLEETとQUANTEXはほぼ等しい結果となった。X-Vigorはその中間の値を示した。ただし、CTW-2000ではLSFの時点でその形状に歪みがみられ、MTFカーブの形状も他の3機種と異なった形状となった。

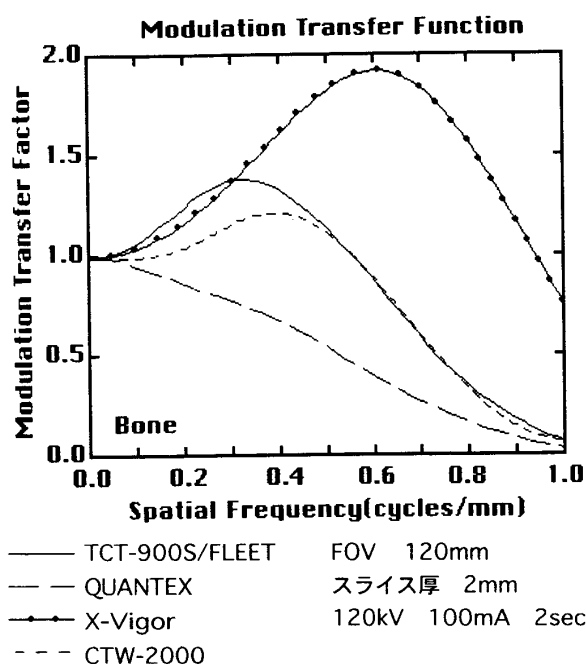


図 3. 骨用画像再構成フィルタ関数を用いたときの MTF

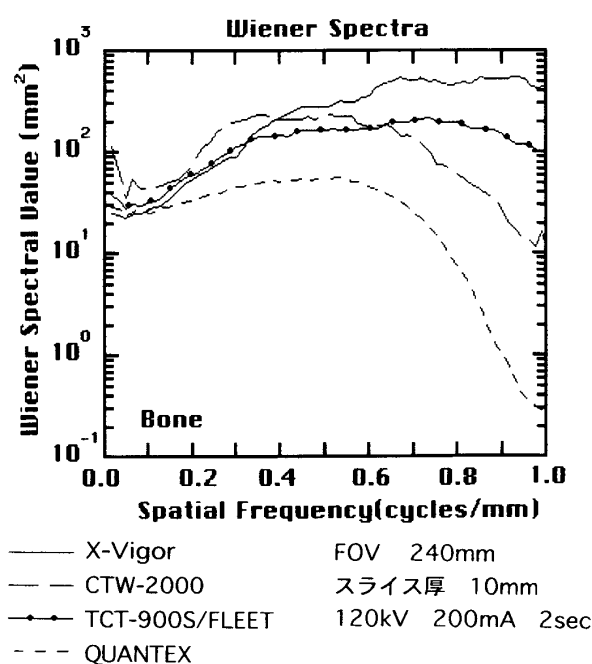


図 5. 骨用画像再構成フィルタ関数を用いたときのウィナースペクトル

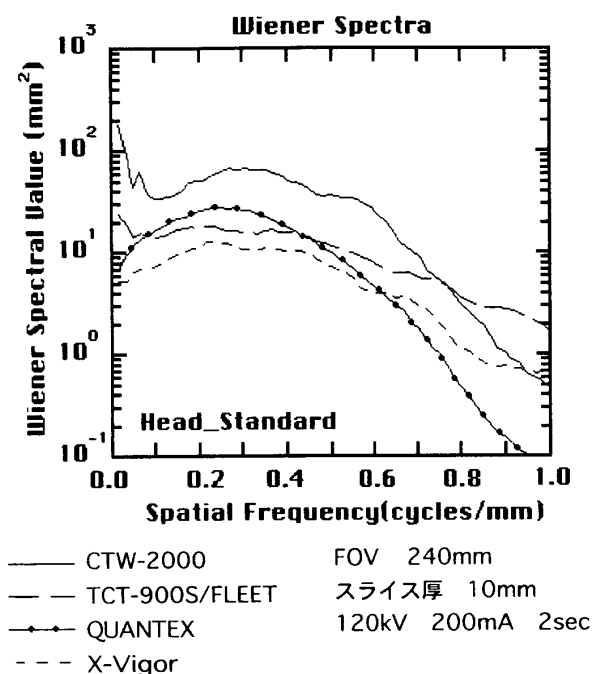


図 4. 頭部標準画像再構成フィルタ関数を用いたときのウィナースペクトル

### 3. MTF-2

骨用の画像再構成フィルタ関数を用いたときの MTF を求めた (図 3)。機種間で大きな差がみられた。QUANTEX 以外の機種では MTF が 1.0 を越える周波数帯があり、MTF カーブピークの周波数も 3 機種で異なっていた。その中でも X-Vigor は MTF カーブピークの周波数が最も高く、また高周波数域でも MTF が高い値を保つが、他の 3 機種は 1.0 cycles/mm 付近で MTF 値は 0.1 以下になった。X-Vigor の MTF は高周波数域でもかなり高い値を持つが、FOV 200 mm 程度では LSF の形状が歪んだものとなり、MTF カーブが振動したものとなった。この歪みをなくするには 120 mm 以下の FOV が必要だった。

### 4. ウィナースペクトル測定 1

頭部標準用画像再構成フィルタ関数を用いたときのウィナースペクトルを求めた。結果を図 4 に示す。機種間で差がみられ、CTW-2000 は他の機種よりもかなり高い値を示した。X-Vigor と QUANTEX は低周波数域にピークを持つ。QUANTEX と CTW-2000 は高周波数域では他

ファントムを用いた線量測定（相対値）

測定点	900S	Quantex	Xvigor	CTW	Somatom
A	1.00	1.46	1.24	1.04	0.51
B	1.09	2.46	2.03	2.03	1.53
C	3.04	7.74	6.82	4.39	2.03
SDD	1066	907	1050	1080	1135
SCD	685	525	600	606	700

A : ファントム中心（アイソセンター）測定線量  
 B : ファントム表面測定線量  
 C : アイソセンターでの測定空中線量  
 SDD : 管球焦点-検出器間距離（mm）  
 SCD : 管球焦点-アイソセンター間距離（mm）

撮影条件

120kV\_400mAs\_10mm厚 : 900S,Quantex,Xvigor,CTW2000

125kV\_410mAs\_8mm厚 : Somatom

FOV 240 mm  
 スライス厚 10 mm  
 120 kV 200 mA 2 sec

図6. 同一ファントムを撮影したときの線量評価

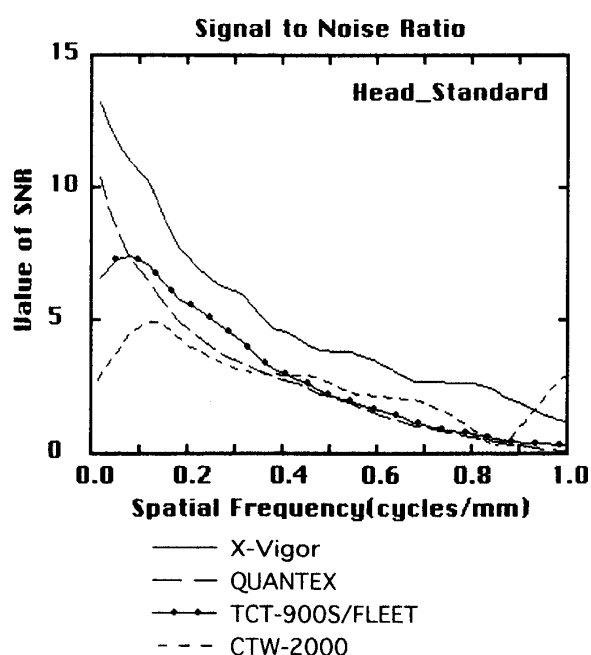


図7. 頭部標準画像再構成フィルタ関数を用いたときの信号雑音比スペクトル SNR(u)

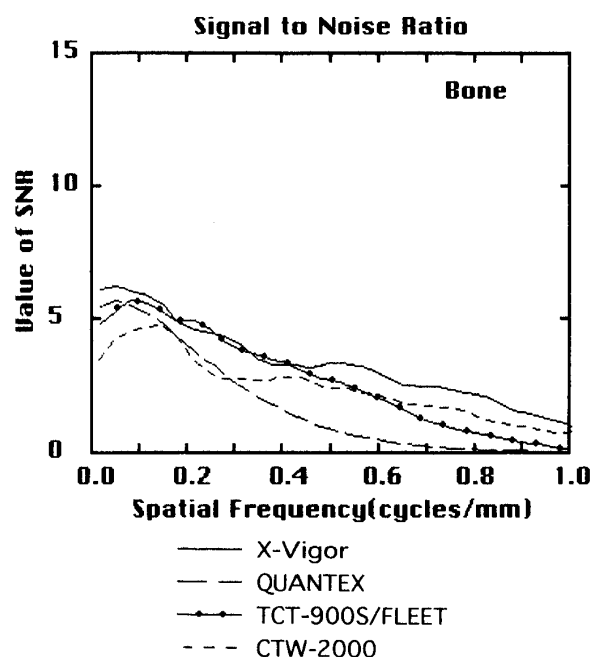


図8. 骨用画像再構成フィルタ関数を用いたときの信号雑音比スペクトル SNR(u)

の2機種よりも急激に値が低下する形状であった。

## 5. ウィナースペクトル測定 2

骨用の画像再構成フィルタ関数を用いた時のウィナースペクトルを求めた。結果を図5に示す。機種間で大きな差がみられた。どの機種でも全周波数域で、頭部標準用画像再構成フィルタ関数を用いたときよりも大きな値を示した。

## 6. 線 量

線量測定の結果を図6に示す。ファントム中心でのTCT-900S/FLEETの測定値を1.00に正規化した値としている。TCT-900S/FLEETが最も低い値を示した。X-VigorはTCT-900S/FLEETのほぼ2倍の線量であり、X線検出効率の指標ともなるウィナースペクトルと相関した結果となった。参考データとしてパルスX線方式のSOMATOM-DRH(第3世代)の測定データを加えてあるが、今回使用した4機種より極端に線量が低かった。

## 7. SNR(u)-1

画像再構成フィルタ関数に頭部標準用を使用した時のSNR(u)を求めた(図7)。機種間で差がみられた。TCT-900S/FLEETおよびCTW-2000は低周波数域にピークを持ち、極低周波数域でSNRが低下する傾向を示した。

## 8. SNR(u)-2

画像再構成フィルタ関数に骨用を使用した時のSNR(u)を求めた(図8)。全ての機種とも全周波数域でSNRがかなり低下した。

## ま と め

コントラスト以外はMTF、ウィナースペクトル、SNR(u)とも機種間に大きな差があることがわかった。X-Vigorの骨用フィルタ関数を用いたときのMTFは高周波数域までかなり高い値を保つが、FOV 120 mm以上ではMTFの形状が歪んでおり、表示された画像にエリアシングエラーに

起因するアーチファクトが発生するものと思われる。また、MTFが1.0を越えないQUANTEXと同一の撮影を行っても全く異なった画質になるものと思われる。MTFが1.0を越えるフィルタ関数を使用した画像のCT値を計測する時は画像の歪みのため正確な値が得られない場合がある<sup>6)</sup>。頭部標準フィルタ関数を使用したとき、X-VigorとTCT-900S/FLEETの2機種のウィナースペクトルの形状が、第3世代と第4世代というハード的な違いがあるものの、両者とも比較的平坦なものとなった。装置自身のバックグラウンドノイズが高周波数域で高いことが考えられる。

線量についても機種間で差がみられた。今回、第3, 4世代の装置を使用したか、世代間にSNR(u)および線量の差は見られず、機種に依存したものだ。TCT-900S/FLEET(第4世代)とX-Vigor(第3世代)は同一メーカーの製品である。後者の方が新型であり同一撮影条件下ではSNRがかなり改善されてはいるが、線量は約2倍となっており、この2機種間では線量と画質がトレードオフの関係にあるといえる。スリッピングを持たず、パルスX線方式の従来タイプのSOMATOM-DRHの線量が最も低い結果となり、最近の装置の性能評価と製品開発は高画質、高速撮影のみが強調されている傾向にあるといえる。

近年ヘリカルCTの普及でX線CTの利用はさらに進んでおり、患者被曝も増加の傾向にあると思われる。使用する機種について画像のSN比および線量の関係を把握し、被曝のリスクに検討を加える必要があろう。1) 画像再構成用フィルタ関数の周波数特性のグラフ、2) 管球、アイソセンター、検出器間それぞれの距離、3) ウェッジフィルターの材質と形状を使用説明書に明記しているメーカーはなかった。これらは画質と被曝に直接結びついており、その公開が患者被曝リスクの軽減に結びつくということを見直すべきである。



## 文 献

- 1) X線CT設置台数及び稼働状況機種別一覧, 新医療, 1992年10月号, p. 87
- 2) 吉永俊彦, 中村純雄, 梶 岩雄ほか: CT 1010 における試作スリットと画質との関係, 日本放射線技術学会誌, **36**, 35-39, 1980
- 3) 段床嘉晴: 各種ファントムの比較—性能評価委員会勧告と対比して—, 日本放射線技術学会誌, **38**, 707-712, 1982
- 4) 沢田武司, 藤井茂久, 鈴木昇一ほか: CT 像のレスポンス関数, 日本放射線技術学会誌, **33**, 135-140, 1977
- 5) 小室裕丹, 服部 昭, 吉村和彦: CT の被曝について, 日本放射線技術学会誌, **38**, 714-721, 1982
- 6) 沢田武司, 土屋卓義, 鈴木昇一ほか: CT 像と補正関数 Weighting factors の検討, 日本放射線技術学会誌, **33**, 712-717, 1978